

AVALIAÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE COMPÓSITOS USADOS EM ODONTOLOGIA VARIANDO A COMPOSIÇÃO INORGÂNICA.

T. C. F. Melo-Silva^{1,2}, C. L. Melo-Silva^{1,2}, C. F. Carvalho^{1,2}, A. B. Teixeira, J. F. C. Lins¹, J. P. Gouvêa¹

¹Universidade Federal Fluminense, ² UniFOA- Volta Redonda

Avenida Paulo Erlei Alves Abrantes, 1325- Três Poços, Volta Redonda-RJ, Brasil
terezafmelo@iq.com.br

RESUMO

O objetivo deste estudo foi determinar a dureza e o módulo de elasticidade de duas resinas compostas a base de BisGma, com diferentes partículas inorgânicas: uma nanoparticulada com carga cerâmica (FilteK Z350XT- 3M) com e sem termo ativação e uma microhíbrida sem carga cerâmica (Opallis-FGM). As amostras foram confeccionadas e submetidas aos ensaios de microdureza Vickers (HVM Shimadzu) e excitação por impulso sonoro (Sonelastic®). As amostras foram divididas em três grupos: G1-Filtek Z350 XT; G2- FilteK Z350XT MO (submetida a polimerização complementar em micro-ondas) e G3-Opallis. Os resultados da dureza mostraram que o G2 foi significativamente superior aos grupos G1 e G3. O módulo de elasticidade do G2 foi superior ao G1 e G3. Pode-se concluir que as resinas compostas com carga inorgânica de cerâmica, apresentaram maiores valores de dureza e módulo de elasticidade. A termo ativação aumentou a dureza e o módulo de elasticidade da resina com carga cerâmica.

Palavras-chave: Resinas compostas; módulo de elasticidade; materiais dentários.

INTRODUÇÃO

Os sistemas adesivos e as resinas compostas foram os materiais odontológicos que mais evoluíram na última década. Apesar do avanço com relação à adesão e biocompatibilidade destes compósitos com o substrato dentinário, busca-se ainda, um material restaurador que além de conviver biologicamente com a estrutura dental, tenha resistência mecânica suficiente para suportar os esforços mastigatórios⁽¹⁾.

Os compósitos são formados por uma matriz orgânica resinosa, cargas ou partículas inorgânicas, unidas através de um agente de união denominado silano. Esta união melhora consideravelmente as propriedades físicas e mecânicas deste material sendo responsável pelo aumento da resistência à fratura e resistência à abrasão⁽²⁾.

A matriz orgânica é composta por monômeros de alta viscosidade, constituída principalmente pelo BISGMA (Bisfenol-A glicidil metacrilato) ou UDMA (uretano dimetacrilato). Esta matriz representa a parte quimicamente ativa da relação, por possuir monômeros que vão estabelecer ligações cruzadas no momento da polimerização conferindo resistência ao material. Devido à viscosidade destes monômeros, foi necessário adicionar a esta matriz diluentes como o TEG-DMA (Trietilenoglicidil dimetacrilato) ou EDMA (Etileno glicol dimetacrilato) que reduzem a viscosidade, porém aumentam a contração de polimerização^(2,3). Atualmente, existem matrizes a base de Siloranos (Siloxano/ Oxirano) que fazem polimerização de forma diferente dos metacrilatos e por este motivo conferem a este material mínima contração de polimerização⁽⁴⁾.

As cargas ou partículas inorgânicas destes compósitos são constituídas por vidro, cerâmica, quartzo, sílica coloidal, bário e estrôncio. Estas cargas podem diminuir esta contração, aumentar o módulo de elasticidade, melhorar as propriedades físicas e a lisura do material⁽⁵⁾. Existe uma relação direta entre carga inorgânica e melhora das propriedades mecânicas das resinas compostas, portanto é fundamental, entender e conhecer sua microestrutura, quantidade, tamanho, geometria e fração volumétrica para uma perfeita aplicabilidade clínica⁽⁶⁾.

Nas últimas décadas, o tamanho das partículas inorgânicas diminuiu consideravelmente de micrometros para nanômetros, tornando este material muito mais liso e de fácil polimento⁽⁷⁾. Atualmente temos compósitos odontológicos com variados tamanhos de carga: os compósitos híbridos, que são compostos por pelo menos dois tamanhos de cargas; os nanohíbridos que apresentam cargas na escala nanométrica e micrométrica e os compósitos nanoparticulados que possuem cargas somente na escala nanométrica.

A nanotecnologia pode ser definida como a tecnologia dos materiais, processos e produtos cujas dimensões críticas estão na faixa de 0,1 a 150 nm^(4,8). Esta tecnologia está presente em diversos compósitos odontológicos modernos⁽⁹⁾.

Vários fatores influem nas propriedades físicas de um polímero: incorporação da carga, módulo de elasticidade do material, contração de polimerização, tipo de luz, intensidade de luz, tempo de polimerização técnica de ativação complementar por calor, entre outros⁽¹⁰⁾.

Ao realizar a ativação complementar em um polímero busca-se uma maior conversão de monômeros em polímeros e conseqüente menor quantidade de monômeros residuais livres⁽¹¹⁾.

O objetivo deste estudo foi determinar a dureza e o módulo de elasticidade de resinas compostas a base de BisGma com diferentes protocolos de polimerização, tipo e tamanhos de cargas inorgânicas, através dos ensaios de microdureza Vickers (HMV Shimadzu) e excitação por impulso sonoro (Sonelastic®).

MATERIAL E MÉTODO

Para o desenvolvimento desta pesquisa foram selecionadas duas resinas compostas a base de BISGMA com diferentes tamanhos e composição de suas partículas inorgânicas: FilteK Z350 XT- nanoparticulada (3M) e Opallis- microhíbrida (FGM). As informações relativas à composição orgânica e inorgânica das resinas estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1- Características das resinas compostas utilizadas no experimento.

Tipo	Nome	Volume %	Composição principal	Modo de ativação	Fabricante
Nanoparticulada	Z350 XT	63,3	F. orgânica: BIS-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, BIS-EMA. F.inorgânica: Zircônia, Cerâmica, Zircônia/Sílica Agregadas Fotoiniciador canforoquinona	Luz 40s	3M
Microhíbrida	Opallis	58	F. orgânica: Bis-GMA ,BisEMA, TEGDMA, UDMA. F. inorgânica: vidro de bário-alumino silicato silanizado, pigmentos e sílicas Fotoiniciador: canforquinona e silano	Luz 40s	FGM

Foram realizados dois ensaios mecânicos, seguindo os padrões determinados pela ISO de cada ensaio: Dureza⁽¹²⁾ e técnica de excitação por impulso sonoro-Sonelastic®⁽¹³⁾. Foram confeccionados os seguintes corpos de prova: Ensaio de microdureza (n=4) e módulo de elasticidade determinado pelo ensaio de excitação

por impulso sonoro (n=4). Para a fotopolimerização das resinas compostas foi utilizado o aparelho de LED Bluephase C8 (Ivoclar- Vivadent) com intensidade de luz de 800 mW/cm². A resina composta FilteK Z350XT obteve um tratamento diferenciado com relação à polimerização: um grupo foi somente polimerizada por luz Led e outro grupo foi polimerizada por luz led e após,foi realizada polimerização complementar em micro-ondas, meio úmido (termo ativação) irradiada por cinco minutos em potência máxima. As resinas compostas foram divididas em Três grupos: G1-Filtek Z350 XT; G2- FilteK Z350XT MO (micro-ondas) e G3-Opallis (tabela 2). Todos os ensaios foram realizados no laboratório da Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda – EEIMVR.

Tabela 2- Divisão em grupos das resinas compostas.

Grupos	Resina Composta	Nome comercial
G1	nanoparticulada	FilteK Z350 XT
G2	nanoparticulada	FilteK Z350 XT(MO)
G3	microhíbrida	Opallis

Para o ensaio de microdureza, foram confeccionados quatro palitos de cada grupo (n=4) em uma matriz metálica bipartida, constituídas por pares de laminas de aço e encaixadas em base única, com dimensões de 12x2x2mm (Fig.1). Após foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável, por meio de uma matriz circular plástica. A seguir, foram polidos com lixas de carbeto de silício de granulação 600 e 1200 na politriz da marca Arotec modelo Aropols. Foram realizadas 40 leituras em cada grupo experimental, utilizando um micrômetro digital (SHIMADZU, do modelo: HMV T320 – Micro Hardness Tester) que possui precisão de 0,01µm com uma carga estática de 100 g durante 7segundos (Fig.2). Em todos os corpos de prova, as endentações foram feitas a 200µm da borda do compósito (Fig.3). Os valores obtidos foram submetidos a uma análise ANOVA com um critério de (p<0,05) e teste de TuKey.

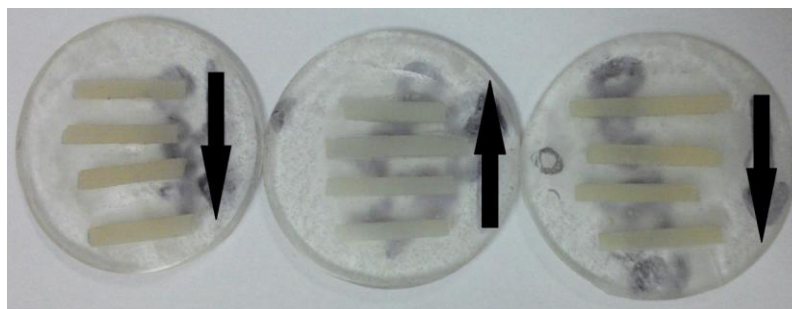


Fig.1 - Corpos de prova utilizados para o ensaio de dureza com setas indicativas do padrão utilizado para leitura.



Fig. 2 - Aparelho de microdureza HMV Shimadzu da EEIMVR.



Fig. 3 - Marca da penetração obtida no corpo de prova do G3.

Para o ensaio de excitação por impulso sonoro (Fig.4) foram confeccionadas três barras retangulares, uma de cada grupo de resina composta. Foi utilizada para a confecção dos corpos de prova uma matriz plástica com as seguintes dimensões: 37x12x3mm. Devido ao tamanho do corpo de prova, a inserção da resina composta

dentro desta matriz plástica, foi realizada de forma incremental e a fotopolimerização foi realizada em três áreas totalizando um tempo de 40 segundos (Fig.5). Foi utilizada para aferir o tamanho do corpo de prova, um paquímetro digital com precisão de 0,01mm e o peso, uma balança de precisão, onde o erro é de $\pm 0,001g$ (tabela 3). A seguir, o corpo de prova de cada grupo foi posicionado e apoiado pelo suporte do equipamento e os dados com relação ao tamanho e peso foram inseridos no programa. Para cada corpo de prova foram realizadas 40 captações de vibração sonora. A média dessas medidas e o valor encontrado para cada corpo de prova foi inserido no programa de software Sonelastic® (Fig.6).



Fig.4 – Aparelho utilizado na realização da técnica através do software Sonelastic.

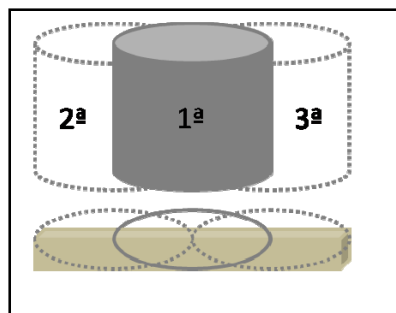


Fig.5 – Desenho esquemático do corpo de prova e da técnica de fotopolimerização.

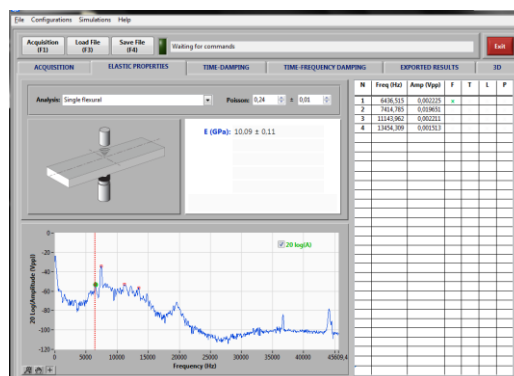


Fig.6 - Tela do programa Sonelastic.

Tabela 3 - Tabela de tamanhos e peso dos grupos de resinas.

Resina	Z350XT	Z350XT (MO)	Opallis
Comprimento (mm)	33.46	33.46	34.45
Largura (mm)	11.44	11.44	11.04
Altura (mm)	2.82	2.82	3.32
Peso (g)	1.959	1.96	2.391

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados encontrados para cada ensaio mecânico estão na tabela 4. A análise estatística está indicada pelas letras, onde letras iguais indicam ausência de significância estatística entre o mesmo grupo de resinas compostas.

Tabela 4- Valores da média e desvio padrão do ensaio de dureza e módulo de elasticidade a partir do ensaio por impulso sonoro.

Grupo	Dureza (HV)	Módulo de Elasticidade (GPa)
Z350	81.7±9.5 b	11.6±1.6 b
Z350(MO)	95.5±4.5 a	12.9±0.1 a
Opallis	79.6±5.5 b	9.8±1.7c

De acordo com a composição química e estrutura atômica, os materiais restauradores podem ser classificados em metais, cerâmicos e polímeros^(14,15). Os polímeros são atualmente os materiais odontológicos mais utilizados em restaurações adesivas diretas. Esta evolução começou quando Bowen⁽¹⁶⁾ em 1963 propôs pela primeira vez, a incorporação de partículas de carga na composição destes compósitos, para reforçar a sua estrutura. Desde então várias modificações foram feitas na composição química deste material com o intuito de melhorar as propriedades mecânicas.

A literatura relata diversos fatores que podem diminuir ou alterar as propriedades mecânicas das resinas compostas, tais como: grau de conversão; variação ou combinação monomérica; conteúdo, tamanho e volume de carga da

matriz inorgânica, viscosidade do material, comprimento de onda, intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador, grau de sorção de água e temperatura ^(10,17,18,5,19,20).

Os testes de microdureza são utilizados para verificar o maior ou menor grau de conversão de monômeros em polímeros, após a polimerização das resinas compostas. Os testes mecânicos utilizados foram escolhidos porque reproduzem a deformação sofrida pela resina composta, quando na cavidade oral, no ato da mastigação. Teoricamente, restaurações confeccionadas com resinas compostas que apresentem menor dureza são supostamente menos resistentes aos esforços mastigatórios e apresentam menor longevidade clínica. Este polímero sofre no meio bucal constante deformação e tensão de variadas magnitudes e este estresse que ocorre durante os esforços mastigatórios pode gerar microinfiltrações e ou fraturas ^(8,21,22). Neste estudo foi avaliada a dureza superficial de duas resinas compostas, imediatamente após a fotopolimerização, com tamanho e composição de partículas inorgânicas diferentes. Os resultados mostraram que as resinas compostas com partículas nanométricas, contendo cargas de cerâmica (G1 e G2) apresentaram maior dureza quando comparada com o grupo da resina composta microhíbrida (G3)

Isto pode ter ocorrido devido às partículas de carga desse compósito resinoso, serem de tamanho diminuto e apresentarem distribuição de maneira uniforme e ampla ao longo da matriz orgânica resinosa, o que permite um aumento na quantidade de partículas de carga no material. Essa maior porcentagem, em volume da fase inorgânica (63,3%) seria responsável pela melhoria das propriedades mecânicas dessas resinas ^(4,8). A resina nanoparticulada quando submetida à polimerização complementar por termo ativação obteve um aumento na dureza (G2)^(23,11,24). Isto pode ter acontecido devido a um maior grau de conversão, resultando em um maior número de ligações cruzadas da matriz orgânica, acarretando um compósito de maior estabilidade e rigidez.

Para avaliar o módulo de elasticidade foi utilizado o ensaio de excitação por impulso sonoro. O módulo de elasticidade é uma medida de rigidez do material e esta rigidez é benéfica para os compósitos usados em odontologia, pois a flexibilidade excessiva pode, com o tempo, provocar tensão na interface de ligação dente/restauração ⁽⁹⁾. No entanto, material com módulo muito alto não absorve carga oclusal. Existe uma divergência na literatura com relação aos valores obtidos para o módulo de elasticidade de cada resina composta, utilizada neste experimento. Neste estudo as resinas nanoparticuladas apresentaram maior módulo de elasticidade

provavelmente devido ao maior volume de carga inorgânica e ao tamanho nanométrico desta carga^(25,26,19,27).

O grupo G3 apresentou menor dureza e menor módulo de elasticidade quando comparado aos grupos G1 e G2. Isto pode ter ocorrido devido ao menor volume de carga inorgânica (58%), visto que, os valores obtidos com estes testes são em função da composição química do compósito. Os resultados mostraram que a fase orgânica e inorgânica pode influenciar o comportamento do material e a melhoria de suas propriedades mecânicas^(9,4,21,8,28).

CONCLUSÃO

Resinas compostas com carga inorgânica de cerâmica apresentaram maiores valores de dureza e módulo de elasticidade. A termo ativação aumentou a microdureza e o módulo de elasticidade da resina com carga cerâmica.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

1. ORÉFICE, R. L., DISCACCIATI, J. A. C., NEVES, A. D., *et al.* In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. **Polymer testing**; v. 22, p. 77-81, 2003.
2. ANUSAVICE, K. J. *Philips: Materiais Dentários*, 10º ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan. 1998.
3. FERRACANE, J. L., GREENER, E. H., 1986. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. **Journal of Biomedical Materials Research**. v.20, n.1, p.121-131.1986.
4. BISPO. L.B. Resina Composta Nanoparticulada: Há superioridade no seu emprego? **Revista Dentística on line.**; ano 9, n.19: p.21-24. 2010.
5. MALLMANN. A. *et al.* Resistência flexural de resinas compostas imersas em diferentes líquidos. **Robrac.**; v.18, n.45, p.11 -17. 2009.
6. TURSSI, C. P., FERRACANE, J.L., VOGEL, K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resincomposites, **Biomaterials**, v. 26, p. 4932-4937. 2005.
7. MANHART, J. KUNZELMANN, K.-H., CHEN, H., Y., *et al.* Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. **Dental Materials**, v. 16, pp. 33-40. 2000.
8. SILVEIRA .R, R. Análise comparativa da microdureza superficial e profunda entre uma Resina Composta Microhíbrida e uma Resina Composta de

- Nanopartículas. **Pesq Bras Odonto Ped Clin Integr**. Out./dez., v.12, n.4: p.529-34. 2012.
9. COSTA, A. D. Estudo do comportamento mecânico *in vitro* de dois compósitos restauradores odontológicos contendo nanopartículas. 2007, (Mestre em ciências em Engenharia Metalúrgica e de Materiais. UFRJ, Rio de Janeiro.
 10. PORTELA. A, VASCONCELOS. M, CLEMENTE. M, CAVALHEIRO J. Resinas Compostas: Avaliação da Contração e Profundidade de Polimerização em Função da Matriz Orgânica. **Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilo fac.**; 5: p.13-8. 2010.
 11. SANTANA, I. L. et al. Effect of experimental heat treatment on mechanical properties of resin composites. **Brazilian Dental Journal**. 20: p. 205-210. 2009.
 12. NORMA ASTM E389 “**Standard Test Method for Particle Size or Screen Analysis at No. 4 (4.75-mm) Sieve and Coarser for Metal-Bearing Ores and Related Materials**”. Volume 2013.
 13. NORMA ASTM E1876 “**Standard Test Method for Dynamic Young's Modulus, Shear Modulus, and Poisson's Ratio by Impulse Excitation of Vibration**”. Volume 2009.
 14. CALLISTER Jr., W. D, *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. 5º ed., Rio de Janeiro, LTC. 2002.
 15. DIETER, G. D. **Metalurgia Mecânica**. 2ª edição: Editora Guanabara 2; 1981.
 16. BOWEN, R.L. Properties of a silica- reinforced polimer fordental restorations. **Am. J. Dent.**, v.66, p.57-62, 1963.
 17. SOUZA.R.O.A. et al. Avaliação da resistência a flexão de três resinas compostas de uso laboratorial. **International Journal of Dentistry**. Jul/dez.; v. 4, n.2: p.50-54. 2005
 18. COSTA.O.K.M. et al. Influência da ciclagem térmica na resistência à flexão de resinas laboratoriais. **Rev. Odont Ciênc**. Porto alegre. Out./dez.; v.22, n.58: p.364-370. 2007.
 19. FARES.N.H. et al. Resistência fleural e módulo de elasticidade da resina composta. **Rev. de Clin.Pesq**. Ju./set.; v. 2, n.1: p.53-55. 2005.
 20. RASTELLI. A. N. S. Processo de Fotoativação de Resinas Compostas. **RGO**, Porto Alegre. Abr./jun.; v. 54, n.2: p.139-143. 2006.

21. JUNIOR. S.A.R et al. Resistência a flexão e módulo de elasticidade de diferentes tipos de resina composta. **Braz Oral Res**;v. 21, n.1:p.16-21. 2007.
22. GARCIA, A.; SPIM, J. A.; SANTOS, C. A. **Ensaio dos materiais**. Rio de Janeiro. Editora LTC; 2008.
23. ARAÚJO. A. R. et al. Avaliação de três métodos complementar de ativação sobre a dureza superficial de resinas compostas diretas. **Robrac.**; v.18, n.47: p.28-33. 2009.
24. HIRATA. R, MAZZETO. A. H, YAO. E. Alternativas Clínicas de Sistemas de Resinas Compostas Laboratoriais - Quando e Como Usar. JBC - **Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia** - Vol. 4 - nº 19, 2012
25. FERNANDES. J.V. et al. Análise inversa em nanoindentação. **APAET, Mecânica Experimental**. v.18: p11-22. 2010.
26. FILHO. L.E.R. et al. Efeito da fotoativação e método de armazenamento de água na resistência à flexão de duas resinas compostas e um compômero. **Braz. Res.oral**; v. 2, n.2: p143-147; 2006.
27. MUENCH. et al. Efeito das dimensões do espécime na resistência à flexão de uma resina composta. **J. Appl.Oral.Sci**. July./Sept.; v.13, n.3: p.265-8. 2005.
28. MELO-SILVA, C.L, MELO-SILVA, T.C.F, CARVALHO, C.F, FCAMIDU, T., GOUVÊA, J.P, LINS. J.F.C. Análise da rugosidade e da morfologia de compósitos, utilizados em Odontologia. In 4º National Meeting of Biomechanical Engineering. Vitória/ E.S, Brasil, p.77-78, 2013.

EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF COMPOSITES USED IN DENTISTRY VARYING THE INORGANIC COMPOSITION.

ABSTRACT

The aim of this study was to determine the hardness and elastic modulus of the two composite base BISGMA, with different inorganic particles resins: a nanoparticulate with ceramic load (Filtek Z350XT-3M) with and without activation term and a microhybrid without ceramic load (Opallis-FGM). The samples were prepared and subjected to the tests of Vickers hardness (Shimadzu HMV) and acoustic excitation pulse (Sonelastic®). The samples were divided into three groups: G1-Filtek Z350 XT, Filtek Z350XT G2-MO (subject to further polymerization microwave) and G3-Opallis. The results showed that the hardness of G2 was significantly higher than the groups G1 and G3. The elastic modulus was higher than the G2 to G1 and G3. It can be concluded that the inorganic filler composites with ceramic showed

higher hardness and elastic modulus. The term activation increased the hardness and modulus of elasticity of the resin with ceramic load.

Key-words: Composites; Modulus of elasticity; Dental materials.